

教育用心拍出量シミュレータの開発

Development of measuring simulator of cardiac output for education

菅原 俊継* 黒田 聡* 相川 武司*
渡邊 翔太郎* 木村 主幸*Toshitsugu Sugawara, Satoshi Kuroda, Takeshi Aikawa,
Syotaro Watanabe and Kazuyuki Kimura

Abstract

Clinical engineer have to require to understand theory of the medical equipment because they assist and manage to use them. However, students who study at school of clinical engineering might do not understand that theory, because students almost study using only the textbook. In addition, students do not have many experiences to use the medical equipment. Therefore, we started development of educational simulator by thermodilution method which students do not understand to difficult theory. In this study, we tried smoothing of obtainable dilution curve from this simulator by moving average. As a result, we were able to improve it without affecting for system of this simulator. We were able to improve simulator for education.

1. はじめに

臨床工学技士（以下、CE：Clinical Engineer）はコメディカルの中で、医師の指示の下に医療機器の操作や保守管理を行う役割を担っている。また、近年の厚生労働省のチーム医療の推進による業務範囲の拡大から、更なる専門性の向上が求められている。したがって、CEは業務に関わる生体計測装置、医用治療機器および生命維持管理装置の原理、保守管理法、操作法について熟知している必要がある⁽¹⁻⁴⁾。これらのことを受けて、CE養成課程の学生の学習内容も、より幅が広く内容の深いものになっていくことが考えられる。しかし、学習内容の中には容易に理解できないものがあり、熱希釈法を用いた心拍出量測定もその一つである。

現在、熱希釈法を学習する方法は、教科書・参考書による紙媒体での学習と、病院における臨床実習で見学を行う方法の2通りがある。教科書・参考書による学習はもちろんのこと、臨床実習での見学では熱希釈法が生体内で行われるため、その過程を見て完全に原理を理解することはできない。したがって、これらの学習方法では、熱希釈法の測定原理に関するイメージを学生に定着させることが難しいのが現状である。そこで、我々は

熱希釈法の原理を容易に理解することができる教育用心拍出量シミュレータ（以下、シミュレータ）の作製に着手した。

これまでに当研究室ではシミュレータのハードウェア面の作製と評価を行ってきた。本研究では、それらから得られたデータの処理方法を検討し、教科書等で示されている希釈曲線から心拍出量が求められることを理解できるシステムの開発を目指した。なお、検討に当たって、学生が学習で使用している教科書等に掲載されている希釈曲線にできるだけ近づけることとした。これは、学生が事前に学習した希釈曲線の形状と、本シミュレータで得られる希釈曲線の形状に違いを与えず、学生が素直に希釈曲線から心拍出量が求められることを理解させるためである。したがって、心拍出量の実測値と、本シミュレータで表示される値に誤差が生じることは考えられるが、原理の理解を第一と考えため、測定誤差の低減よりも希釈曲線の形状等をできる限り教科書等に近づけることとした。

2. 心拍出量測定

2.1 心拍出量

* 北海道科学大学保健医療学部臨床工学科

心臓が 1 回拍動することによって心室から駆出される血液量を 1 回拍出量という。この 1 回拍出量と心拍数を乗算したものが心拍出量であり、1 分間に心臓から駆出される血液の量 (ml/min) を表す⁽⁵⁾。

2.2 熱希釈法

心拍出量測定にはいくつかの方法があり、その中でも熱希釈法は最も用いられている方法とされている⁽⁶⁾。

熱希釈法は鎖骨下静脈等の静脈から肺動脈カテーテルを挿入し、右心房から右心室を経由してカテーテル先端を肺動脈に留置し、心拍出量測定を行う方法である。図 1 に肺動脈カテーテル挿入の模式図を示す。

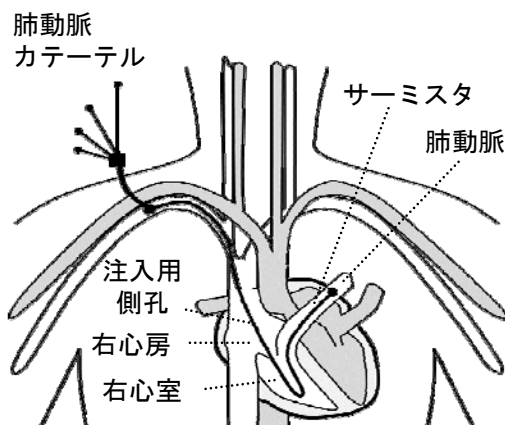


図 1. 肺動脈カテーテルの留置部位

図 1 に示すように、肺動脈カテーテルの中腹に注入用側孔があり、この注入用側孔は肺動脈カテーテルを留置した際に右心房に留まる。この注入用側孔より 0℃の生理的食塩水または 5%ブドウ糖液を指示薬として 10ml 程度注入する。この指示薬が右心室から肺動脈に流れるまでの温度変化を、肺動脈カテーテル先端部のサーミスタによって測定することで熱希釈曲線を取得する。ここで、教科書・参考書で紹介されている熱希釈曲線を図 2 に示す。この熱希釈曲線を 0～60 秒の間で積分し、60 秒間の平均温度変化分に換算する。これにより、測定対象者の血液温度がどれだけ変化したかが分かるため、熱量と溶媒の質量との関係から心拍出量を算出している。なお、熱希釈法による心拍出量の算出には式 (1) が用いられる^(1,2,6,7)。

3. シミュレータの概要

3.1 開発にあたっての条件設定

シミュレータは、コメディカルや CE 養成課程の学生を使用対象者として、教育に役立てることを目的とした。それに伴い、シミュレータの使用場所も病院の会議室や CE 養成機関の実習室で活用することを考えている。ただし、当研究室ではシミュレータの開発は初めての試みであり、まずはシミュレータの完成を目的としたため、今回は使用対象者を CE 養成課程の学生、使用場所を学内実習室としてすすめた。

シミュレータで模擬する熱希釈法は、血液の温度変化を捉えることで心拍出量を求める方法である。そこで、教育効果を引き出すために、指示薬である冷却水を色素で代用して熱希釈法を模擬することにした。これにより、熱希釈法の指示薬注

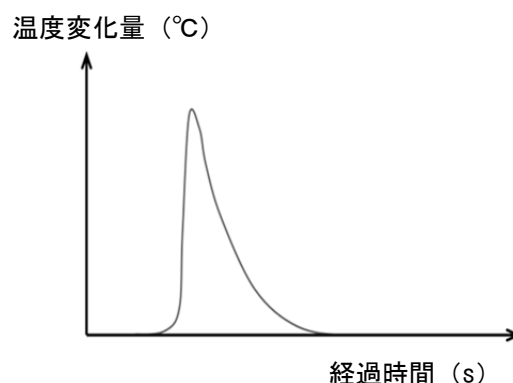


図 2. 教科書・参考書で紹介される熱希釈曲線⁽²⁾

$$CO = \frac{V \times (T_B - T_I)}{\int_0^t \Delta T_B(t) dt} \times \frac{S_I \times C_I}{S_B \times C_B} \times 60 \times C_T \times K \quad (1)$$

CO : 心拍出量 [ml/min]

V : 注入溶液量 [ml]

T_B : 血液温度 [K]

T_I : 注入溶液温度 [K]

S_B : 血液比重 [g/cm³]

S_I : 注入溶液の比重 [g/cm³]

C_B : 血液比熱 [J/K・g]

C_I : 注入溶液の比熱 [J/K・g]

C_T : 注入溶液のカテーテル内での温度上昇に対する補正係数

K : キャリブレーション定数

$\int_0^t \Delta T_B(t) dt$: 熱希釈曲線の積分値

入から希釈曲線の取得までの測定過程が視覚的に学習できるよう工夫を施した。

3.2 シミュレータのシステム概要

シミュレータは図3のように、一方(水供給部)から注水を行い、もう一方(排水先)から排水する構成とした。また、3.1節で述べたように、シミュレータに色素を用いることを前提としたため、色素を捉えるための測定部を作製した。まず、色素の特異吸収波長を調べ(507 nm)、その波長に近い光を発するLED($\lambda=523$ nm)と、その波長の光に対して感度の高いフォトダイオード($\lambda=560$ nm)を塩化ビニル管内に向かい合うよう固定することで測定部を作製した⁽⁸⁾。これにより、色素濃度を電圧として捉えることが可能となった。また、測定部の出力電圧の記録には、8 bit のA/D変換、200 Hz のサンプリングレートを有するデジタルオシロスコープ(以下、記録部)を用いた。

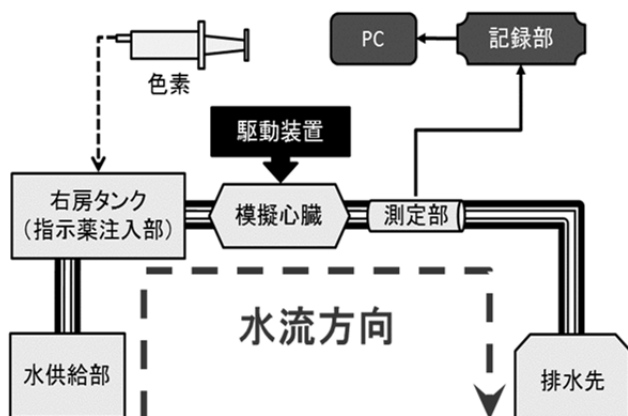


図3. シミュレータの模式図

シミュレータは、色素の再循環が起こらないよう一方方向に水が流れるように構成した。また、右房タンクから注入された色素が希釈される様子が見えるように、各パーツ間の流路には透明なシリコンチューブを使用した。シミュレータ内の水の流れは拍動流になっている。拍動流は空気圧で駆動する拍動ポンプ(以下、模擬心臓)が行っている。また、模擬心臓の制御は駆動装置で行っており、収縮期および拡張期を自由に設定できる。

シミュレータ内の水の供給は、水供給部から行っており、右房タンクに一定量の水を送り続ける。供給された水はシミュレータを一巡すると排水先に設けられた容器によって回収される。

心拍出量測定を行う際には、右房タンクから1.5%の色素溶液を10.0 ml 注入する。色素溶液は測定部にたどり着くまでに希釈され、測定部にてその経時的な濃度変化をフォトダイオードの出力電圧の変化で捉えている。検出部で測定された出力電圧を、予め出力電圧と色素濃度の関係を調べた図4の検量線から色素濃度に変換している。このように変換された色素濃度の経時変化をPCに取り込み希釈曲線を取得して、積分を行い60秒間の色素濃度の平均値を算出することで心拍出量を求めることができる。

シミュレータでは、成人の基準値⁽⁵⁾をもとに模擬心臓の拡張期を0.52秒、収縮期を0.34秒に設定し、心拍数を70回/minとして、心拍出量測定を行っている。シミュレータでの心拍出量測定にて得られた希釈曲線を図5に示す。希釈曲線より得られた心拍出量(算出値)、シミュレータから実際に排出された水の量(実測値)を30回測定したところ、それぞれ 3716 ± 100 ml、 4118 ± 91 mlであり、シミュレータの測定誤差率は9.8%となっていた。臨床で用いられている心拍出量計(熱希釈

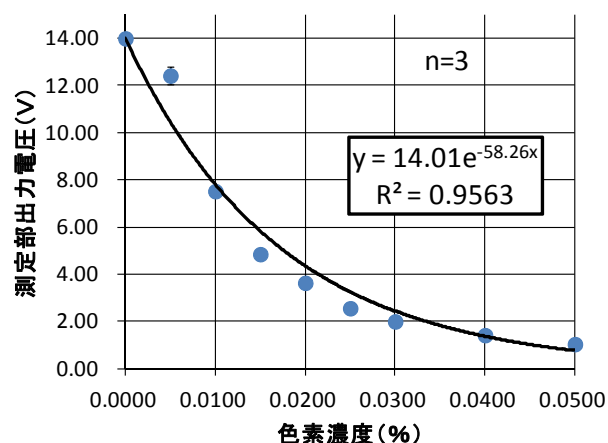


図4. 色素濃度と出力電圧の関係

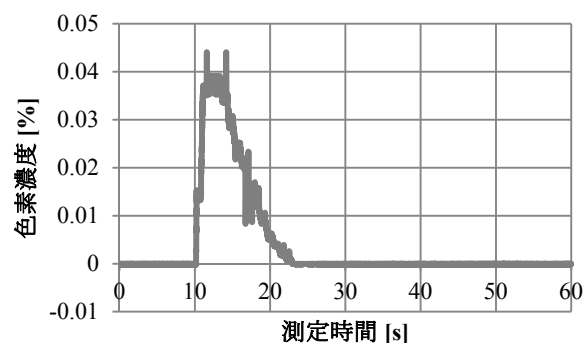


図5. シミュレータにより得られた希釈曲線

法)の誤差は $\pm 3\%$ とされており⁽⁹⁾、それよりも大きくなったが、前述のように心拍出量測定の方法を学ぶことが第一であるため、教育で用いるシミュレータとしては問題のないレベルである。

3.3 シミュレータの特性

シミュレータの模擬心臓の前後には逆止弁がついているため、水の流れは拍動流となっている。右房タンクに注入された指示薬は、模擬心臓が拍動するたびにほぼ一定量の水で希釈されていくため、取得される希釈曲線は段差状になることが想定された。これについて、これまでに模擬心臓の収縮期と拡張期を1秒にして、段差が模擬心臓の拍動によるものか検証を行っている。その際に得た希釈曲線を図6、その希釈曲線の下降部分を図7に示す。

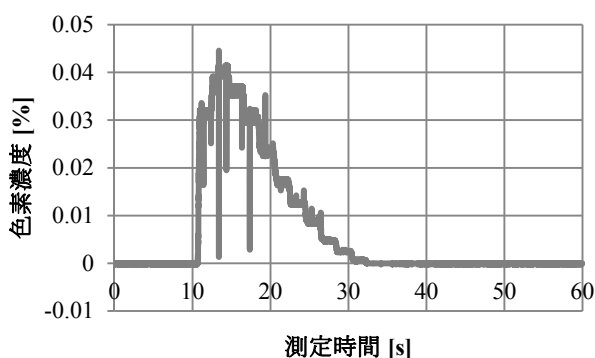


図6. 拡張期・収縮期が1秒の時の希釈曲線

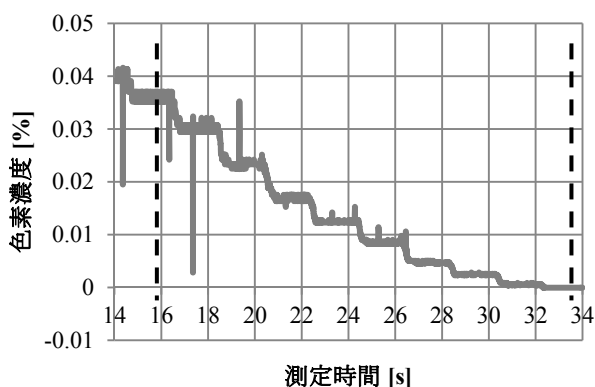


図7. 図6に示す希釈曲線の下降部分

図6より、希釈曲線は拡張期や収縮期の時間を変更しても段差状に現れている。また、図7のように希釈曲線の下降部分を破線で挟み、破線部間の時間と段差数から段差の周期を算出した。その結果を表1に示す。表1から、シミュレータで取

得される希釈曲線の段差の周期と模擬心臓の拍動の周期が一致していることを確認した。このことから、希釈曲線が段差状に現れるのは模擬心臓の拍動によるものと考えられた。

表1. 算出した希釈曲線の段差の周期

実験番号	1	2	3
破線部間の時間 (s)	17.6	16.0	16.0
段差の波数	9	8	8
段差の周期 (s)	2.0	2.0	2.0

4. ソフトウェアによるシミュレータの改良

4.1 希釈曲線の移動平均処理

これまでのシミュレータの評価によって、ある程度の測定誤差はあるものの、シミュレータを用いて熱希釈法を模擬することが可能であることがわかった。

しかし、これより取得された希釈曲線はスパイク波のような雑音为重畳していたり、段差状になつたりしている。希釈曲線が段差状になるのは3.3節で述べたことが原因であると考えられ、スパイク波の発生は次のような原因が考えられる。指示薬は水の拍動流によって混和されるため、その濃度が均一になっていないことが考えられる。色素濃度が均一になっていないものが、測定部のLEDとフォトダイオードのわずかな間を通過した場合、色素濃度が高い部分ではフォトダイオードの出力電圧が低くなり、逆に濃度が低い部分では出力電圧が高くなる。この現象は、指示薬が均一に混和されていない注入直後によく認められ、時間が経過するにしたがい、その頻度が低くなっていき、さらにその値も小さくなっていくことから理解できる。

ここで得られた希釈曲線の形では、図2のようなCE養成機関で用いられる教科書・参考書に掲載されている最も単純な形となっていない。希釈曲線の取得から、心拍出量が導き出されるまでの過程の理解を第一と考えた場合、希釈曲線が段差状になるという詳細について、必ずしも触れる必要はない。したがって、最も単純な形にするため、さらに希釈曲線の移動平均処理による平滑化を試みた。

移動平均とは、時系列で記憶されたデータに対して、各データの前後いくつかの項を平均し、その平均値を新たなデータとして置き換えていく方

法である。これにより、信号成分に重畳した細かな変動を取り去って、滑らかな変化を導出することが可能となる^(6,10)。

移動平均処理に用いる移動平均点数 M は、記録部のサンプリング周波数を f_s 、遮断周波数を f_c として単純移動平均の移動平均点数の式である式 (2) より求めることができる。

$$M = \frac{0.443f_s}{f_c} \quad (2)$$

なお、本研究における記録部のサンプリング周波数 f_s は 200 Hz である。また、遮断したい希釈曲線の段差の周波数 f_c は、模擬心臓の拍動の周期 T_c (0.86 s) より算出した。これより、移動平均点数は 76 点と算出された。なお、移動平均処理に用いる点数は奇数である必要があるため、今回の移動平均点数は 77 点とした。

4.2 移動平均処理の影響

移動平均処理の影響がどれほど心拍出量測定に影響を与えるか調べるために、過去に取得した希釈曲線 (図 5) に移動平均処理を行い、移動平均処理前後の希釈曲線から求めた心拍出量を比較した。

図 5 の希釈曲線に移動平均処理をしたものを図 8 に示す。移動平均処理を行った希釈曲線は平滑化され、スパイク状の雑音が無く平滑化された曲線となった。また、これまでに取得されたシミュレータの実測値と算出値の誤差率は 3.2 節のように 9.8% であり、移動平均処理を行うと得られた心拍出量が 3704 ± 99 ml であり、実測値との誤差率は 10.1% となった。したがって、移動平均処理に

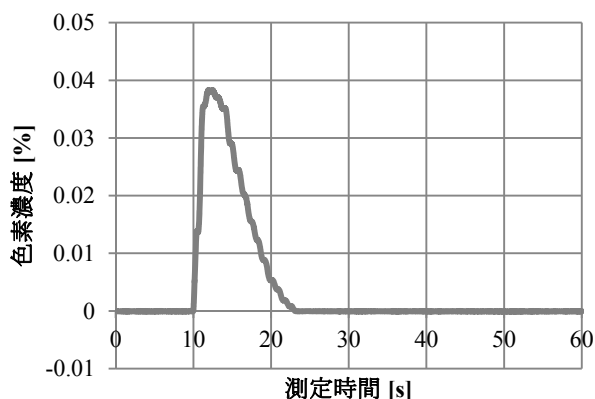


図 8. 移動平均処理をした希釈曲線

よる誤差は 0.3% と非常に小さい値となっていた。

5. 考察

心拍出量測定の理解向上のため、本研究で初めて移動平均処理を導入した。その結果、移動平均処理の導入により、実測値との誤差が若干増えることを確認した。

シミュレータでの教育を行う上で、誤差の値を把握していれば、現在のシミュレータの測定誤差として明示できるため、移動平均処理による誤差は、学生の教育に影響が出るほどではないものと考えている。

これまでに、このシミュレータを教育現場にいち早く導入することを目的としてきたため、本シミュレータの各要素については今後改良を行っていく必要があると考えている。中でも 3.3 節で述べた希釈曲線の段差と模擬心臓の拍動との関係については、測定部出力電圧と駆動装置から模擬心臓へにかかる圧を同時に計測し、希釈曲線の段差が模擬心臓の拍動によるものか、さらに検討する必要があると考えている。

また、今回製作したシミュレータを用いて、以下のような学内実習を考えている。まず使用者に実際に色素を注入させて、色素希釈法の全体の流れを目で観察してもらう。その後、シミュレータにより得られる希釈曲線と心拍出量をリアルタイムで PC により自動計算して使用者に提示する。次いで、心拍出量をメスシリンダ等の計器で実測させ、心拍出量の実測値とシミュレータから算出された値を比較させる。また、シミュレータから得られた希釈曲線をもとに、簡易的に積分を行って心拍出量を求めてもらい、心拍出量の導出原理についても理解を深めてもらうことを考えている。これにより、測定に必要な要素や測定の一連の順序について体験させるとともに、視覚的に学習させることができると考えている。

6. 結論

本研究では教育用心拍出量シミュレータから得られた、希釈曲線に移動平均処理の適用を試みた。その結果、心拍出量測定に大きな影響を与えることなく希釈曲線の雑音の除去と平滑化を行うことができた。これによりシミュレータのシステムをさらに教育に適したものに改良することができた。

今後は、これを実際の教育現場で用い、本シミュ

レータの有効性について検討していくことを考えている。

7. 参考文献

- (1)小野哲章、峰島三千夫、堀川宗之、渡辺敏（編）、
「臨床工学技士標準テキスト」、金原出版、2009、
序文、pp. 43-44、p. 465
- (2)石川陽事、小野哲章、嶋津秀昭、堀川宗之峰島
三千夫、「ME の基礎知識と安全管理」、南江堂、
2008、pp. 5-11、pp. 170-175
- (3)臨床工学技士業務別業務指針
http://www.ja-ces.or.jp/01jacet/gaiyou/pdf/gyoumubetsu_gyoumushishin.pdf
- (4)チーム医療の推進に関する検討会報告書
<http://www.mhlw.go.jp/shingi/2010/03/dl/s0319-9a.pdf>
- (5)坂井建雄、岡田隆夫、「系統看護学講座 専門基礎分野 人体の構造と機能[1] 解剖生理学」、医学書院、2009、pp. 173-175
- (6)石原謙（編）、「臨床工学講座 生体計測装置学」、医歯薬出版、2010、pp. 135-141、pp. 36-37
- (7)渡辺敏（編）、「ME 早わかり Q&A 血圧計・心拍
出量計・血流計・脈波計・血液ガス分析装置・心臓
カテーテル検査」、南江堂、1988、pp. 104-120
- (8)高平昂、菅原俊継、黒田聡、守田憲崇、奥山豪、
敦賀健志、木村主幸、「色素希釈法を用いた教育
用心拍出量シミュレータ測定部の基礎検討につ
いて」、北海道臨床工学会プログラム・抄録集、
Vol. 23、2012、p. 21
- (9)エドワーズライフサイエンス株式会社、ビジラ
ンスヘモダイナミックモニター添付文章、2011、
p. 2
- (10)宮川洋、城戸健一、辻井重男、鎌田一雄、金
子尚志、小島敬基、石井光雄、須貝恒久、原島
博、「デジタル信号処理」、技報堂、1975、pp.
43-45